TITRES

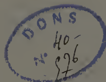
ET

TRAVAUX SCIENTIFIQUES

DE

René IMBERT
Docteur en Médecine
Licencié ès Sciences Physiques





TITRES ET TRAVAUX SCIENTIFIQUES

DU

Docteur René IMBERT





TITRES

ET

TRAVAUX SCIENTIFIQUES

DE

RENÉ IMBERT
DOCTEUR EN MÉDECINE
LICENCIÉ ÈS SCIENCES PHYSIQUES



PERPIGNAN
IMPRIMERIE DE « L'INDÉPENDANT », 14, RUE DE LA LOGE
—
1933



TITRES

ET

TRAVAUX SCIENTIFIQUES

DE

René IMBERT

DOCTEUR EN MÉDECINE

LICENCIÉ ÈS SCIENCES PHYSIQUES

GRADES UNIVERSITAIRES

Bachelier ès sciences (C.-Math.-Elém.) 1918-1919.

Docteur en médecine 1929.

Licencié ès sciences physiques :

Physique générale 1929.
Chimie générale 1927.
Minéralogie 1924.
Mathématiques générales 1922.

grand admissible au concours d'Agrégation des Fac. de Méd. 1933 (Sect. Phys. Biolog.)

CONCOURS SPÉCIAUX

Admissibilité a l'École Centrale des Arts et Manufactures
1921.

FONCTIONS UNIVERSITAIRES ET ENSEIGNEMENTS

(FACULTÉ DE MONTPELLIER)

Aide d'Anatomie. Concours 1924.

Aide des travaux pratiques de Physique. Concours 1926.

Chef de laboratoire d'Electro-Radiologie. Concours 1927.

Préparateur de Physique biologique 1929.

Chargé de fonctions de Chef des travaux de Physique 1929.

Chef de laboratoire au Centre anti-cancéreux. (Mesures physiques 1929).

Chargé du cours de Toxicologie pour le diplome d'Hygiène 1928.

FONCTIONS ET ENSEIGNEMENTS NON RÉTRIBUÉS

Conférences préparatoires aux dissections pour les étudiants de 1re année 1924-25 et 1925-26.

Conférences préparatoires au concours d'Externat des Hopitaux de Montpellier (Anatomie) 1917-28-29.

Préparation du cours d'Anatomie topographique et médecine opératoire (Dessins au tableau) 1926 et 1927.

Conférences préparatoires aux travaux pratiques de Physique 1927-1930.

Stages de Radiologie pour les étudiants de 2e année 1929.

Deux conférences a la clinique du Professeur Ducamp.

Lipiodol en radiologie.

Exploration électro-radiologique du cœur.

UNE CONFÉRENCE A LA CLINIQUE DU PROFESSEUR JEANBREAU. Courants de haute fréquence.

UNE CONFÉRENCE A LA CLINIQUE DU PROFESSEUR RIMBAUD. Electro-cardiographie.

TITRES ET SERVICES HOSPITALIERS

EXTERNE DES HOPITAUX DE MONTPELLIER 1924.

INTERNE DES SANATORIA DE L'HÉRAULT 1926.

CHARGÉ DU SERVICE D'ÉLECTRO-CARDIOGRAPHIE A L'HOPITAL SUBURBAIN.

CHARGÉ D'ASSURER LE SERVICE DE RADIOLOGIE DES HOSPICES PENDANT LES VACANCES 1928 ET 1929.

RADIOLOGISTE DES HOPITAUX DE PERPIGNAN 1931.

Radiologiste des Hopitaux d'Oran 1933 (Concours – Félicitations du Jury) à Alger.

AUTRES TITRES

MEMBRE DE LA SOCIÉTÉ DES SCIENCES BIOLOGIQUES ET MÉDICALES DU LITTORAL MÉDITERRANÉEN.

MEMBRE DE LA SOCIÉTÉ DE RADIOLOGIE DU LITTORAL MÉDITERRANÉEN.

Expert des Tribunaux (Cour d'appel de Rabat)

DISTINCTIONS HONORIFIQUES

PRIX BERTHELOT DE LA FACULTÉ DES SCIENCES DE MONTPELLIER 1922.

PRIX BUISSON DE LA FACULTÉ DE MÉDECINE DE MONTPELLIER 1929.

PRIX DE THÉSE DE LA FACULTÉ DE MONTPELLIER 1929.

LISTE DES TRAVAUX ORIGINAUX

PHYSIQUE DES RAYONS X ET APPLICATIONS PRATIQUES

FILTRES ANTIDIFFUSEURS. — PRÉSENTATION D'UN NOUVEAU FILTRE *(Journal de Radiologie*, année 1933).

ETUDE DE L'INFLUENCE DE LA DISTANCE EN RADIOLOGIE :

a) Influence de la distance sur le contraste photographique *(Soc. Rad. Litt. Méditerranéen*, 17 janvier 1932).

b) De l'influence de la distance en radiographie *(Archives d'électricité médicale et de physiothérapie du cancer*, novembre 1931).

THÉORIE ET PRATIQUE DE LA TÉLÉRADIOTHERAPIE (*Soc. Rad. Litt Médit.*, janvier 1933).

DÉTERMINATION DE L'ANGLE DE DISPARITION DE LA POINTE. — RECHERCHES SUR LE VOLUME DU CŒUR :

a) Evaluation radiologique du développement en profondeur du ventricule gauche *(Soc. Rad. Litt. Médit.*, juillet 1930).

b) Sur l'étude radiologique du ventricule gauche. (En collaboration avec le Dr Denaclara) *(Arch. Elect.* méd., nov. 1932).

ETUDE THÉORIQUE DE L'ÉNERGIE ABSORBÉE PAR DIVERS PLANS DANS LES IRRADIATIONS X *(Soc. Rad. Litt. Médit.*, nov. 1931).

LE FACTEUR PUISSANCE ABSORBÉE EN RADIOTHÉRAPIE PROFONDE *(Soc. Rad. Litt. Médit.*, janv. 1933).

MESURES DES INTENSITÉS EN HAUTE TENSION (*Soc. des So. Biol. Litt. Médit.* 1933).

PHYSIQUE BIOLOGIQUE

MESURES DES VITESSES DES COURANTS FLUIDES *(Soc. Rad. Litt. Médit.*, 1933).

ELECTROBIOLOGIE

Electrocardiographie artificielle *(Arch. Electr. Méd. et Phys. du cancer,* 1933).

Enregistrement des décharges électriques de l'organe électrique chez la raie (Collaboration aux travaux du Professeur Tuchini).

OPTIQUE BIOLOGIQUE

La Chromoptométrie *(Thèse,* Montpellier 1929).

CHIMIE BIOLOGIQUE

La réaction de Schonbein appliquée a la recherche de l'Ion Cu (En collaboration avec le prof. Henri Imbert et Pilgrain).

PHYSIQUE ET MÉCANIQUE GÉNÉRALE

Les joints universels homocinétiques *(Techn. Aut.* 1933).

OBSERVATIONS ET FAITS CLINIQUES

Un cas de Diverticule œsophagien (*Soc. Rad. Litt. Médit.*, décembre 1930).

Un cas de Myosite ossifiante (*Soc. Rad. Litt. Médit.*, déc. 1930).

Linite et Calcification gastrite (*Soc. Rad. Litt. Médit.*, juillet 1930).

Mycosis fongoide et Radiothérapie (*Soc. Rad. Litt. Médit.*, novembre 1931).

Dédoublement de la Rotule et accident du travail (*Soc. Rad. Litt. Médit.*, février 1932).

Diagnostic Radiologique par Urosélectan (*Soc. Rad. Litt. Médit.*, janvier 1933).

En collaboration avec :

Le médecin général inspecteur Bassères : Quelques succès de la Radiothérapie en Dermatologie (*Soc. Rad. Litt. Médit.*, 27 novembre 1932).

Le docteur Dénoyés : Les anciens appareils de haute fréquence (*Soc. Rad. Litt. Médit.*, juillet 1932).

Le Docteur René Puig : Les Dilatations de l'artère pulmonaire (*Soc. Rad. Litt. Médit.*, juillet 1933).

Les docteurs Emile Canceil et Basman : Evolution atypique d'un cas de Lymphogranulomatose a type Paltauf-Sternberg (*Arch. Electr. Méd.*, mai 1932).

Le Docteur Baillat : Un cas d'Anévrisme de l'artère obturatrice (*Soc. Fr. Chirurg.* 1933).

THÈSES FAITES DANS NOTRE LABORATOIRE PERSONNEL

Docteur Denaclara : Détermination Radiologique du solide cardiaque (Bordeaux 1932).

LISTE DE TRAVAUX COMPLEMENTAIRES

MESURE DE L'INTENSITE ABSOLUE DES RAYONS X

ROLE DES DIVERS FACTEURS BIOLOGIQUES ET PHYSIQUES DANS LES IRRADIATIONS

(C.R. Ac. des Sciences 1939)

RADIOGRAPHIE EN COULEUR.- Meth. d'analyse spectrale. (Congrès de med. de l'Afr. du Nord 39)

L'UTILISATION THERAPEUTIQUE DES LUMIERES DE FLUORESCENCE (Id.)

QUELQUES ASPECTS TYPIQUES D'ULCERES GASTRIQUES EN RADIOLOGIE

(Soc. Des Sc. Medic. du MAROC Fév. 37)

DIAGNOSTIC RADIOLOGIQUE des APPENDICITES CHRONIQUES en collab. av. le Dr. BAILLAT (Soc. des Sc. Medicales du MAROC Janv. 37

DISPOSITIF DE COMMANDE ELECTRIQUE TELEMECANIQUE PROGRESSIF A DOUBLE EFFET Brevet Maroc. Avril 39

DISTRIBUTEUR TOURNANT A DETENTE VARIABLE POUR MOTEURS A EXPLOSION.

Brevet Maroc Mars 39

Docteur Basman (En collaboration avec le Docteur René Puig et son service hospitalier) : Les Compressions médullaires au cours de la Lymphogranulomatose maligne (Montpellier 1933).



PLANCHES ET DESSINS

14 Planches en couleurs pour l'explication de coupes de tronçonnage d'un sujet congelé *(Conservatoire d'anatomie de la Faculté).*

5. Dessins à la plume pour : « Contribution à l'étude de la pathogénie de la rétraction ischémique de Volkmann », par Soubeyrand et Lenormand *(Presse Médicale,* 7 mai 1924).

4 Dessins à la plume d'après la pièce en bois du Professeur Mouret *(Thèse du Dr Enjalbert,* Montp. 1924).

3 Planches murales sur papier toile pour la collection du laboratoire d'anatomie :
  1° Voies motrices;
  2° Voies sensitives;
  3° Voies sympathiques et parasympathiques.

3 Planches en couleur pour la clinique O. R. L. du Professeur Mouret : Schématisations du développement et de la topographie de la mastoïde.

1. Dessin à la plume pour : « Rein en fer à cheval, par Estor Sicart et Bonnet » *(Soc. Sc. Biol. et méd. lit. méditer.,* 13 mars 1925).

2 Dessins à la plume pour « Malformation rare unilatérale du pédicule rénal, par Augé et Bonnet » *(Id.,* 6 mars 1925).

7 Dessins à la plume pour « La cellulite gangréneuse du plancher buccal », par P. Soubeyrand *(Journal des praticiens,* 16 oct. 1926).

2 Dessins à la plume « Contribution à l'étude de la phrénicectomie dans la tuberculose pulmonaire », par G. Fayot *(Thèse Montp.,* 1929).

ÉTUDES ET PUBLICATIONS ORIGINALES

PHYSIQUE DES RAYONS X

APPLICATIONS RADIOLOGIQUES

Etude des filtres antidiffuseurs

L'étude détaillée des phénomènes mis en jeu par l'emploi des filtres antidiffuseurs en radiologie nous a conduit à montrer:

1° Que la rayure que donnent les filtres dans certains cas, n'est pas, comme on l'admet généralement, un phénomène stroboscopique. Celui-ci est une cause exceptionnelle. La véritable cause est dans la vitesse insuffisante imprimée à la grille pour un temps de pose donné. La preuve expérimentale en est fournie par le cliché fortement rayé que nous avons obtenu avec un générateur a tension constante pouvant débiter 30 milliampères sous 200 kv. L'intensité employée étant seulement de 6 milliampères sous 100 kilovolts le débit était pratiquement continu et aucun phénomène stroboscopique ne peut être invoqué ici. La rayure a été obtenue par l'emploi d'une vitesse faible de la grille (15 secondes pour la course totale de la grille) et d'un temps de pose assez court, de 2 secondes avec une distance focus-plaque de 70 centimètres;

2° Sur cette base nous avons étudié en détails le phénomène du point de vue théorique, ce qui conduit à l'énonce de la loi des vitesses de grille en fonction du temps de pose. Elle est représentée par une hyperbole équilatère. La condition pour que la rayure ne soit pas apparente est que le point figuratif des données choisies soit dans la

région hachurée des hyperboles. Les éléments de celles-ci sont déterminés par la sensibilité des émulsions et de l'œil de l'observateur;

3° Les défauts des principaux types de grilles existants sont les suivants: les grilles à mouvement rectiligne n'ont pas un mouvement indéfini et doivent s'arrêter au bout d'une course assez brève. La nécessité de prévoir des périodes mortes d'accélération et de freinage au début et en fin de course interdit les grandes vitesses que nous avons vues nécessitées par la brièveté des temps de poses qui s'accroit tous les jours avec les progrès de la technique. Les grilles rotatives donnent toujours une marque au centre car la vitesse en ce point est nulle et faible dans son voisinage, d'où les traces spiralées ou radiées suivant la structure de l'élément antidiffusant.

La plupart des grilles ne sont antidiffusantes que dans une seule direction de plan. Le seul modèle à antidiffusion totale est à course rectiligne et n'échappe pas aux défauts précédemment signalés;

4° Partant de la connaissance de ces défauts nous avons réalisé l'appareil suivant: l'élément antidiffusant est une grille à éléments tubulaires, orientés de façon à converger au foyer radiogène. Leur section peut être quelconque, circulaire, hexagonale, triangulaire, ou même de formes plus compliquées obtenues alors par l'emploi de bandes ondulées diversement combinées entre elles de façon à limiter des espaces cellulaires. L'antidiffusion est de la sorte totale.

Le mouvement adopté est évidemment un mouvement circulaire le seul compatible avec les grandes vitesses, mais la nécessité d'éliminer les marques centrales nous a conduit à imprimer un mouvement circulaire supplémentaire au centre de la grille ce qui donne au total à celle-ci un mouvement hypo ou épycloïdal. Le premier, plus simple puisqu'il peut être réalisé sans le secours d'aucun engrenage, est par contre défavorisé par une vitesse de déplacement inférieure à celle des mouvements épicycloïdaux. Les uns comme les autres sont cependant rigoureusement équilibrables ce qui autorise des vitesses limitées seulement par les résistances mécaniques des pièces.

Tels sont les avantages que possède le modèle réduit que nous avons construit et dont les principes de cons-

truction pourraient aisément s'étendre aux dimensions usuelles de filtres antidiffuseurs.

Etude de l'influence de la distance en radiologie

La loi des distances bien connue de tous ceux qui ont l'occasion de faire des radiographies à distance différentes, est généralement indiquée sous la forme suivante:

« Les temps de poses à employer pour obtenir des clichés également posés d'un même corps opaque à des distances différentes doivent être entre eux dans le rapport inverse du carré des distances correspondantes ».

Par une discussion d'origine radiologique pure et à la suite d'une étude expérimentale que nous avons été amenés à faire nous avons pu étudier l'application des lois théoriques de la physique à ce problème et démontrer que sous cette forme la loi ci-dessus indiquée est fausse.

Elle ne s'applique, en effet, que pour deux plaques mises à des distances différentes sans interposition d'aucun élément absorbant (l'absorption de l'air étant considérée suivant l'usage comme négligeable). Or, ceci n'est pas le cas du radiologiste qui interpose toujours un corps à radiographier et ne se soucie nullement que les teintes du fond du cliché en dehors des contours du corps soient identiques mais cherche à ce qu'un organe, un poumon, par exemple, ait la même intensité sur les clichés dans l'un et l'autre cas. Il faut donc suivre pas à pas les phénomènes et leur appliquer les lois non seulement des distances mais de l'absorption. Il est assez facile de voir qu'entre l'intensité I_0 qui pénètre dans un corps absorbant d'épaisseur x contre la face postérieure duquel se trouve une plaque à la distance D de l'ampoule et l'intensité I qui sort par la face postérieure et impressionne la plaque, existe la relation

$$I = I_0 \frac{(D-x)^2}{D^2} e^{-\mu x} \qquad (1)$$

Le même corps d'épaisseur x placé à la distance D' donne entre les intensités I'_0 et I' incidentes et émergeantes une relation analogue à (1)

$$I' = I'_o \frac{(D'-x)^2}{D'^2} e^{-\mu x} \qquad (2)$$

Mais entre I et I'o existe la relation simple

$$I'_o = I_o \frac{(D-x)^2}{(D'-x)^2}$$

L'équation (2) devient

$$I'_o = I_o \frac{(D-x)^2}{(D'-x)^2} \frac{(D'-x)^2}{D'^2} e^{-\mu x}$$

Pour que les teintes des clichés soient identiques, il faut que les poses, c'est-à-dire les produits des intensités par les durées t et t' d'exposition soient les mêmes ce qui, après les simplifications qui s'imposent, s'écrit:

$$\frac{t}{t'} = \frac{(D'-x)^2}{(D-x)^2} \frac{D'^2}{D^2}$$

On voit que le rapport des temps de poses n'est pas, comme on l'admet souvent en pratique, dans le rapport inverse du carré des distances:

$$\frac{D'^2}{D^2}$$

Des mesures photométriques sur des clichés obtenus dans ces conditions ont confirmé l'exactitude de cette loi.

Théorie et pratique de la téléradiothérapie

L'étude précédente devait naturellement nous amener à l'étude de la téléradiothérapie qui, moins connue que la télécurie-thérapie et d'application plus récente, pouvait cependant bénéficier des résultats acquis par celle-ci.

En résumant brièvement les résultats obtenus par les calculs précédemment publiés, nous rappellerons:

1° Il ne peut être question d'utiliser deux portes d'entrée opposées en téléradiothérapie comme on le fait en radiothérapie pour homogénéiser la distribution de l'énergie dans tous les plans. Dans cette technique, en effet, l'énergie émergente est, à l'absorption près, faible avec les fortes pénétrations actuelles, identique à l'énergie incidente, l'épaisseur du sujet étant négligeable vis-à-vis de la distance. Si l'on donnait la dose limite cutanée aux deux portes opposées chacune d'elles totaliserait comme dose à peu près le double de ce que la peau peut supporter;

2° Le calcul de la dose à la distance de deux mètres employée se fait par application directe de la loi précédemment établie. Il est toujours nécessaire de l'employer pour vérifier les résultats de l'étalonnage à cette distance souvent délicat à cause des faibles intensités.

L'emploi de cette méthode dans des affections très radio-sensibles comme les lympho-granulomatoses nous a toujours donné des résultats en arrêtant l'évolution de toutes les localisations de la maladie même lorsqu'elles n'ont pu être dépistées par la clinique ou la radiologie comme certaines masses mésentériques au début de leur évolution. L'application systématique de la méthode à une dizaine de cas a toujours eu une incontestable supériorité sur l'irradiation à courte distance.

Détermination de l'angle de disparition de la pointe en téléradioscopie

Cette recherche, que tous les radiologistes pratiquent pour rechercher une indication sur le développement en profondeur du cœur accumule les causes d'erreur. Mais si certaines tiennent à l'essence même de la méthode et aux variations d'ordre physiologique des éléments de repères, ce n'est pas cependant une raison pour laisser subsister des fautes de technique dans son emploi. Or, aucun auteur n'a, à notre connaissance, indiqué la nécessité de préciser l'axe de rotation employé pour la recherche et la position de l'ampoule par rapport au sujet. Suivant les méthodes tous ces éléments sont différents ce qui ne contribue pas à améliorer l'exactitude d'une méthode qui

en vaut bien d'autres. Or, il est un moyen d'éviter toutes complications sur la précision des positions utilisées. Il suffit d'opérer en téléradioscopie pour que tous les angles mesurés deviennent identiques quel que soit l'angle de rotation, et la position initiale de l'ampoule. Les résultats sont ainsi beaucoup moins décevants que par les méthodes habituelles.

Recherches sur le volume du cœur

Appareillage automatique

L'établissement de la méthode précédente nous a naturellement conduit à établir une méthode basée sur des principes géométriques exacts et partant dont les résultats fussent aussi exacts que pouvait le permettre la précision mise en œuvre dans les mesures.

En effet, les seules méthodes couramment employées de la recherche de la disparition de la pointe et de l'indice de profondeur comporte une erreur de base qui tient à ce que l'on cherche à déterminer la courbure postérieure d'une section horizontale du cœur connaissant deux tangentes à cette section qui sont les deux rayons qui fournissent les mesures. Il est bien évident qu'il est illusoire d'espérer déterminer une courbe par deux tangentes dont on ne connaît même pas les points de contact.

Nous avons donc utilisé une méthode graphique qui consistait à employer un nombre de tangentes aussi grand que l'on pouvait le désirer. A cet effet le malade immobilisé sur une plateforme goniométrique subit des rotations, en pratique de 10°, et pour chaque position on note sur l'écran le point où les contours de l'ombre cardiaque coupent le niveau horizontal où l'on veut obtenir la section du cœur.

Il est possible, par une épure dont l'exécution est, sinon difficile, du moins compliquée, de reconstituer toutes ces tangentes et par suite de mener la courbe qu'enveloppent ces droites, c'est-à-dire la section cherchée.

Le souci de simplifier la méthode et même de la rendre automatique nous a conduit à mettre au point un appareillage automatique qui donne d'emblée la section par un plan horizontal à un niveau donné du cœur.

Une fente horizontale est déterminée sur l'écran par un doublage en plomb. C'est elle qui détermine le niveau de la section horizontale pratiquée. Cette fente est explorée par une fente spirale plombée portée par un disque dont la rotation est synchronisée avec celle d'un disque identique porté par l'intégrateur. A l'à-plomb de l'intersection des deux fentes est maintenue une cellule photoélectrique mobile sur des glissières parallèles à la tente fixe. Elle est déplacée par une came spirale correspondant à la fente exploratrice et son retour s'effectue par l'emploi d'une came de retour analogue. Mais à la came de retour ne correspond pas de fente de sorte que la cellule n'a de course active que dans un sens. Son courant convenablement amplifié détermine grâce à un relai l'allumage d'une lampe collimatrice dont l'axe est défini par une tige qui s'engage dans la fente du disque spirale de l'intégrateur. Par suite de la synchronisation de la rotation des deux disques, l'axe du collimateur et le rayon correspondant à la surface ponctuelle d'intersection des deux fentes de l'analyseur sont donc toujours homothétiques.

On amène la cellule à commencer sa course active dans l'ombre cardiaque pendant toute la durée d'une rotation complète du sujet. Au moment où elle franchit l'ombre cardiaque, la brusque variation du flux lumineux provoque l'allumage bref de la lampe collimatrice. Elle inscrit la position du faisceau lumineux sur une feuille de papier au bromure portée par un disque dont la rotation est synchonisée mécaniquement avec celle de la plateforme goniométrique. La trace sur le papier est donc l'exacte reproduction du rayon tangent aux contours du cœur au niveau voulu. Il suffit de faire tourner le malade sur sa plateforme pour qu'à intervalles réguliers s'inscrivent les tangentes successives. Il est extrêmement facile alors de tracer la section cherchée avec une grande exactitude car on sait que les courbes sont beaucoup mieux déterminées par leur enveloppe que par points par exemple.

Nous avons pu, avec cet appareil, obtenir des tracés permettant de préciser et de confirmer des diagnostics cliniques qui étaient en désaccord avec les méthodes habituelles.

Dans notre appareillage la rotation du malade était commandée à la main mais il serait facile, sur un appareil industriel de l'obtenir de façon continue par un moteur électrique. L'opérateur se bornerait donc au réglage

initial et pourrait attendre hors de portée des rayons que le tracé soit exécuté, ce qui ne nécessite du reste pas plus de quelques minutes, alors que la méthode manuelle exige une demi-heure de manipulation sous les rayons et près d'une heure de reconstruction graphique.

Les éléments de l'intégrateur sont mobiles dans leurs positions relatives de façon à reproduire soit en vraie grandeur, soit à une échelle donnée, la position des éléments correspondants de l'analyseur. On peut donc obtenir soit la courbe en vraie grandeur de section du cœur, soit la courbe à une échelle déterminée par le rapport d'homothétie choisi.

Absorption des radiations dans différents plans

L'application des lois immuables de l'absorption des rayons X dans les corps, appliquées à leur absorption dans les tissus permettent de préciser des points que l'expérience n'acquiert que bien péniblement.

Si l'on considère une couche d'épaisseur négligeable A placée à la distance x de la porte d'entrée d'un faisceau de rayons parallèles (cas de la téléradiothérapie) d'intensité I_0 dans un corps dont le coefficient massique d'absorption est μ il est facile de voir que l'intensité absorbée dans la couche est

$$\Delta w = -\mu I_0 e^{\mu x} \Delta x \qquad (3)$$

cette formule présente un intérêt considérable car elle permet d'interpréter les résultats fournis par des applications données sur des tissus vivants, pour des pénétrations différentes. La difficulté à une étude pratique de ce genre tient à l'impossibilité actuelle de mesurer une intensité vraie de rayonnement X. En effet, pour cela il faudrait absorber tout le rayonnement ce qui est impossible avec les pénétrations actuelles dans une chambre d'ionisation de dimensions finies. On ne peut même pas arriver à un résultat par des mesures portant sur l'absorption en deux points différents d'une grande chambre avec intégration du résultat jusqu'à l'infini. En effet la diffusion finit, avec les rayonnements pénétrants, par être plus importante que l'absorption et la loi à laquelle elle obéit n'est pas définie mathématiquement de façon pré-

cise. Les mesures que l'on ferait serait la résultante de deux phénomènes dont l'un n'est que mal défini si bien que l'intégration est impossible en l'état actuel. Force est donc bien d'acquérir d'abord une notion théorique de ces phénomènes si l'on veut pouvoir interpréter les résultats.

μ est en général connu pour des tissus que l'on peut à peu de chose près assimiler à l'eau par exemple. Mais il est un plan particulièrement intéressant, c'est celui pour lequel x est nul, c'est-à-dire le plan cutané. Dans ce cas la formule (3) se réduit à

$$\Delta w = - \mu I_o \Delta x$$

Les variations de la fraction d'énergie absorbée par la peau avec les diverses pénétrations sont donc représentées, comme on pouvait du reste s'y attendre, par la courbe des variations du coefficient d'absorption de l'eau, courbe établie expérimentalement par Richtmyer et Hewlett.

On voit par l'étude de cette courbe que l'absorption très forte pour les faibles longueurs d'ondes varie peu avec les variations de pénétration de 150 à 200 kv puis décroît rapidement au delà de 250 kv. On retrouve donc des résultats déjà indiqués par la pratique de la radiothérapie.

Si l'on reprend la formule (3) on voit que pour une profondeur donnée la couche correspondante présente une absorption maximum pour la valeur de μ qui annule la dérivée de AW. Cette dérivée est

$$\frac{d\,(\Delta w)}{d\mu} = I_o \mu x e^{-\mu x} - I_o e^{-\mu x)} = I_o e^{-\mu x} (\mu x - 1)$$

qui s'annule pour

$$\mu = \frac{1}{x}$$

Il y a donc pour une profondeur donnée à atteindre, une valeur de μ, donc du voltage d'alimentation pour laquelle la puissance absorbée est maxima. Quelle importance cette notion peut-elle présenter en physio-biologie ? C'est ce qui nous a amené à la conception suivante de phénomènes connus par ailleurs.

Le facteur puissance absorbée en radiothérapie

Les deux lois que l'on peut considérer comme établies avec certitude à l'heure actuelle sur l'action physiologique des rayons X sont:

1° Dans le cycle karyocinétique il existe une ou des phases de radio-sensibilité élective (la situation de ces période et leur durée peut être discutée mais non leur existence);

2° Pour obtenir la sidération d'une cellule il faut lui faire absorber une quantité minima d'énergie au-dessous de laquelle il n'y a plus d'action (malgré les efforts des expérimentateurs la valeur de cette quantité reste délicate à déterminer en valeur absolue, mais elle existe).

Nous avons groupé ces deux lois en une seule :

« Pour arrêter la multiplication de cellules en activité il faut lui faire absorber dans la période de sensibilité une puissance minima au-dessous de laquelle il ne peut y avoir d'action. »

En effet, faire absorber une quantité donnée d'énergie dans un temps inconnu mais fini implique nécessairement la notion de puissance minima.

On voit combien cette conception est liée avec celle précédemment établie de maximum de puissance absorbée pour une pénétration donnée. Les conséquences sont, en effet, assez grosses à l'heure actuelle où l'on tend à accroître de plus en plus la pénétration des rayonnements employés en thérapeutique. On voit le danger: l'augmentation de pénétration diminue l'énergie absorbée (au-delà du maximum) et l'on risque de tomber au-dessous du seuil de puissance nécessaire. La course aux pénétrations n'a donc sa raison d'être que dans une course aux intensités correspondantes.

Nous nous proposons actuellement de mettre ces phénomènes en évidence expérimentalement, ce qui soulève deux problèmes: mesure des intensités vraies quelle que soit la pénétration employée, mise en évidence d'un maximum d'énergie absorbée vis-à-vis de la longueur d'onde (ce qui justifierait par la théorie énergétique la théorie d'une électivité de longueur d'onde mettant ainsi fin à une discussion passionnée entre les radiothérapeutes) enfin la

mise en évidence d'un seuil de puissance absorbée au-dessous duquel il n'y a plus d'action élective des rayons X. Le nombre de problèmes accessoires est considérable et c'est là un travail de longue haleine, trop peu avancé pour en donner actuellement même les directives.

Mesure des intensités en haute tension

Ces études nous ont amené à résoudre un problème secondaire de l'appareillage radiothérapique. La nécessité de n'avoir sur les tableaux de commande que des appareils à faibles voltages conduit à placer les millampèremètres entre le secondaire du circuit haute tension et la terre (en général entre le milieu du secondaire et la terre). Quand le générateur n'alimente qu'une ampoule, la difficulté est résolue mais quand il en alimente deux le milliampèremètre n'indique que le total de l'intensité et ne permet pas la surveillance des débits sur chaque ampoule, d'où danger pour les malades et pour les ampoules. Nous avons donc été amenés à deux solutions:

1° Mettre la fin du secondaire et un pole de l'ampoule au sol par l'intermédiaire d'un milliampèremètre placé entre l'ampoule et le sol. Ces appareils peuvent être ramenés sans danger sur les tableaux et indiquent l'intensité de l'ampoule qui leur correspond;

2° Quand ce montage est impossible on peut assez facilement monter un dispositif de transmission à distance de l'image de l'aiguille d'un milliampéremètre, monté en un point inaccessible comme il est habituel de le faire, par un procédé de télévision simplifié.

PHYSIQUE BIOLOGIQUE

Mesure des vitesses des courants fluides

Nous avons appliqué à cette étude un dispositif anémométrique dont l'inertie est beaucoup plus faible que celle des dispositifs habituels, ce qui permet l'enregistrement de phénomènes dont la mise en évidence est impossible par ailleurs.

L'appareil pour la mesure des vitesses respiratoires se compose d'un tube dont la partie centrale est occupée par une bague permettant le passage d'un fil de platine très fin (moins de 1/10e de millimètre) isolé du tube. Ce fil est chauffé par un courant électrique fourni par un accumulateur de deux volts. Les variations du courant d'air dans le tube modifient son refroidissement et par là sa résistance. Il en résulte des variations de l'intensité du courant d'alimentation que l'on mesure par une méthode d'opposition ou par un pont. L'enregistrement est fait avec un galvanomètre dont l'amortissement n'est que de 8 millisecondes.

L'enregistrement de respirations normales est extrêmement facile et l'on enregistre jusqu'au bruit de sifflement normal de l'expiration et de l'inspiration. En particulier, le bruit de l'expiration a une fréquence beaucoup plus faible et par contre une intensité plus grande que celui de l'inspiration. Enfin, les tracés obtenus présentent des courbes beaucoup plus aiguës que ceux fournis par les autres méthodes dont l'inertie est beaucoup plus considérable.

Si cet appareil est plus compliqué et par là plus difficile à employer en clinique, il n'en reste pas moins qu'il présente au point de vue des études physiologiques une supériorité indiscutable.

Nous avons pu employer en la modifiant quelque peu la même méthode pour la mesure de la vitesse des courants liquides comme le sang. Une aiguille isolée creuse laisse passer dans sa lumière un fil de platine. Celui-ci est isolé à la gomme laque. Vers la pointe de l'aiguille, la cavité est ouverte pour permettre la sortie du fil qui à ce niveau n'a plus qu'un dixième de millimètre sur un demi-centimètre Une couche de gomme laque l'isole suffisamment pour éviter la fuite du courant de chauffage dans l'électrolyte sanguin tout en lui conservant une sensibilité thermique suffisante. Il faut toutefois éviter de faire passer le courant de chauffage avant l'introduction de l'aiguille dans la veine ou l'artère, car l'échauffement quoique faible détermine la fusion de la gomme laque. De même, une fois l'aiguille introduite, il faut éviter un chauffage excessif qui coagulerait le sang, d'autant plus qu'une élévation de quelques degrés suffisent avec la sensibilité de la méthode.

Le nombre d'applications de cette méthode à la physiologie est inépuisable, et si pour le moment nous nous

sommes contentés d'obtenir des tracés normaux pour la mise au point de la méthode, nous nous proposons actuellement l'emploi de l'appareil à la solution de divers problèmes.

D'autre part, dans la mesure des courants gazeux en général et des débits respiratoires en particulier, nous devons avouer qu'il n'a pas fallu moins que recourir aux plus récents perfectionnements des appareillages modernes pour obtenir des tracés présentant un peu plus de détails que ceux fournis par un appareil aussi simple que le masque du Professeur Pech.

ELECTRO-BIOLOGIE

Electro-cardiographie artificielle

Nous avons repris là des expériences que nous avions eu l'occasion d'entreprendre il y a quelques années dans le laboratoire du Professeur Pech avec lui.

Nous nous sommes proposés de construire un système susceptible de fournir des courants dont la forme rappelle celle des électro-cardiogrammes. Des considérations que nous ne développerons pas ici nous ont conduit à adopter le système suivant :

Une poire en caoutchouc aspire de l'eau salée dans un vase en verre assez vaste pour pouvoir y plonger la main et la refoule dans une tuyauterie, grâce à une boite à clapets qui empêche le reflux du liquide. Aussitôt après cette boite, la canalisation présente une bifurcation qui aboutit dans un premier flacon dont le bouchon livre passage, outre ce tube adducteur, à un tube abducteur et à un fil de platine qui arrive au fond du mercure que contient le flacon. Le tube adducteur débouche aussi sous le mercure tandis que le tube abduecteur débouche au-dessus. Tout le reste du flacon est rempli d'eau salée. L'excès de celle-ci est ramené par une tuyauterie en caoutchouc dans le vase contenant la poire.

Quelques centimètres après la première bifurcation s'en produit une seconde qui aboutit par une tuyauterie d'égale longueur à un deuxième flacon identique au premier. Enfin, à partir de là, une tuyauterie beaucoup plus longue

aboutit à un troisième flacon plus grand que les premiers, mais constitué de la même façon. Toutes ces tuyauteries s'efforcent de représenter les calibres, longueurs et distribution du réseau artériel aortique, brachio-céphalique droit, brachial gauche et fémoro-tibial gauche.

On relie les trois fils de platine aux trois prises d'un électro-cardiographe habituel de la façon suivante : le premier à la prise du bras droit, le deuxième à la prise du bras gauche. le troisième à celle de la jambe gauche.

Si l'on comprime rythmiquement la poire on voit l'enregistrement électro-cardiographique présenter des oscillations rappelant plus ou moins celles de l'électro-cardiogramme suivant les longeurs adoptées pour les canalisations, les profondeurs d'immersion des tubes adducteurs dans le mercure, le calibre des troncs que règlent des pinces à vis, etc...

Nous sommes arrivés pas tâtonnements à obtenir des électro-cardiogrammes absolument normaux, sauf quant à l'accident P qui ne se produit jamais, ou, tout au plus, sous une forme trop rudimentaire pour qu'on puisse lui attribuer une correspondance avec celui de l'électro-cardiogramme habituel. Mais Q R S T ont été régulièrement obtenus avec une ressemblance frappante. L'étude détaillée de ce système, dont la complication est visible, présente d'assez grosses difficultés à cause du nombre considérable de variables qui y interviennent et dont quelques-unes peuvent être modifiées accidentellement en dehors du grès de l'expérimentateur. Nous sommes notamment en train d'étudier l'influence de la profondeur d'immersion des tubes adducteurs, grâce à des tubes portés par des montures à crémaillère de précision, et les résultats obtenus jusqu'à présent par des manœuvres grossières seront vérifiés ou contrôlés avec exactitude.

Donner un résumé des modifications provoquées par les divers réglages est chose impossible. On pourra par quelques exemples extraits des séries de tracés publiés par ailleurs voir le genre des renseignements fournis par cette étude.

Notamment le dernier accident que nous appelons T est souvent remplacé par une véritable décharge oscillante amortie qui traduit le retour au repos de tout le système. Nous avons pu obtenir tous les intermédiaires entre cette décharge et la courbe d'amortissement complet en pas-

sant par une seule oscillation d'amortissement qui présente absolument la forme de l'accident classique.

Les complexes dits ventriculaires ont pu être obtenus sous toutes leurs formes à prédominances ventriculaires droites ou gauches, et dans toutes les dérivations.

Enfin, nous avons obtenu par des contractions précipitées des tracés reproduisant très exactement ceux de la tachycardie et dans certains cas des tracés tout à fait extraordinaires beaucoup plus compliqués que ceux des électro-cardiogrammes normaux, mais où l'on découvre cependant les éléments de ceux-ci.

Nous ne doutons pas que la poursuite de ces études nous permette de préciser avec exactitude le rôle de chaque facteur dans l'apparition ou la disparition de tel élément du tracé alors que jusqu'à présent quelques-uns ont été étudiés avec certitude.

Il ne faudrait pas se hâter de conclure que l'électro-cardiogramme traduit simplement la circulation d'un liquide conducteur dans un plasma immobile où l'onde arrive avec un décalage de phases dû aux différences de chemins parcourus. La simple absence de P prouve que les phénomènes ne sont pas aussi simples. Mais il est probable que ces phénomènes ont cependant un rôle qui n'est pas négligeable dans l'électro-cardiographie. C'est ce que la suite de ces travaux s'efforceront de prouver.

Enregistrement des décharges électriques chez la raie

Le professeur Turchini ayant démontré l'identité de structure des tissus d'une zone de la queue de la raie avec celle de l'organe électrique de la torpille, il s'agissait de confirmer l'exactitude de cette assimilation par la mise en évidence de décharges électriques différentes des courbes de contractions musculaires ordinaires. En effet, la ponction des extrémités de l'organe avec des aiguilles de platine reliées à un galvanomètre enregistreur permet, par l'excitation de l'animal, d'enregistrer des décharges de forme oscillante tout à fait différentes de celles que l'on obtient avec les muscles ordinaires.

Il a donc été possible de conclure non seulement à l'identité de structure mais à l'identité fonctionnelle malgré l'atrophie relative de l'organe.

MECANIQUE ANATOMIQUE

L'étude mécanique de la courbe de section du condyle interne du genou par un plan sagittal permet de trouver la loi du déplacement du ménisque interarticulaire et d'expliquer la luxation de cet organe dans les mouvements d'extension brusque de la jambe, accident qui ne se produit jamais dans la flexion, si brusque soit-elle.

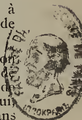
OPTIQUE BIOLOGIQUE

La Chromoptométrie

Si l'existence des aberrations chromatiques dans l'œil sont bien connues, la plupart des auteurs se sont efforcés de démontrer qu'elles étaient pratiquement négligeables. Or, l'expérience met en évidence des différences sensibles dans la vision colorée, qui montrent que loin d'être négligeables, ces aberrations jouent un rôle dans l'accommodation. Il suffit de mesurer les punctum remotum et proximum en lumière à peu près monochromatique pour trouver des différences considérables entre les mesures faites en bleu et en rouge (comme l'avaient fait Young Helmoltz, etc...).

La théorie généralement admise qu'un objet est vu nettement si son image se forme sur la rétine n'est admissible qu'en lumième monochromatique car en lumière blanche, il y a une infinité d'images qui ne peuvent être simultanément au point sur la rétine. On est donc conduit à admettre qu'il suffit que l'une d'elles soit nette pour avoir la vision complète de l'objet. De sorte qu'un objet s'éloignant, il arrivera un moment ou la mise au poin se fera seulement sur l'image rouge et le remotum rouge sera aussi celui de la vision en lumière blanche. En réalité, il existe une légère différence due à l'insuffisance de sensibilité de la rétine aux radiations extrêmes du spectre qui fait que l'image rouge extrême n'est plus perçue lorsqu'elle est noyée par les autres teintes dont les images sont floues, alors qu'en lumière monochromatique rien ne vient gêner sa perception.

De plus, la moyenne des mesures conduit à admettre pour les yeux normaux les résultats suivants: Remotum rouge à — 1 dp, remotum bleu à + 0,50 dp, proximum rouge à + 1 dp et proximum bleu à + 8 dp. Il existe donc un chevauchement des latitudes d'accommodations en bleu et en rouge entre 0,50 et 1 dp. On conçoit que l'on puisse trouver un point à peu près au milieu de cette zone et tel que l'œil puisse prendre un état d'accommodation où les images bleues ou rouges soient vues avec le même flou, c'est-à-dire que les taches de diffusion aient les mêmes dimensions en bleu et en rouge. A ce moment, l'œil interprète cette égalité de flou comme une égalité de netteté. A ce point nous avons donné le nom de point paradoxal pour cette raison. Il se trouve à 1 mètre 40 de l'œil ou 0 dp 70 (à peu près au milieu de l'intervalle 0,50 — 1 dp).



Ces résultats fournissent une méthode de correction des aberrations à laquelle nous avons donné le nom de chromoptométrie: un œil normal ayant la propriété de voir également à 1 m. 40 le rouge et le bleu, tout œil qui placé devant une échelle d'acuité éclairée en bleu dans une partie et en rouge dans l'autre, ne jouira pas de cette propriété sera anormal et tout verre qui la lui restituera sera le verre correcteur.

Pratiquement, la réalisation de l'appareil nommé ériciscope et qui fut conçu et exécuté sur les indications du professeur Pech, se compose d'un verre bicolore, mi-rouge, mi-bleu, éclairé par des lampes à incandescence. Des caractères et des cadrans sont tracés sur lui ou sur un verre blanc que l'on peut lui superposer de manière à permettre la mesure des anomalies simples ou des astigmatismes.

Si le sujet perçoit plus nettement le bleu que le rouge à 1 m. 40, il est hypermétrope; dans le cas contraire il est myope. La correction est obtenue pour l'égalité des deux moitiés.

Pour objectiver ces résultats, nous avons réuni dans une préface expérimentale des photographies d'un appareil d'étude qui comportait quatre couleurs différentes monochromatiques, prises avec l'objectif hyperchromatique du docteur Pollak. On sait que cet objectif a les mêmes défauts de chromatisme que l'œil et l'on peut ainsi mettre en évidence les images rétiniennes qui répondraient aux différents cas.

Alors qu'en lumière monochromatique une seule couleur, variable avec la distance, est au point (et alors parfaitement), en lumière blanche ou avec des objets non monochromatiques, bien que colorés, la mise au point a lieu pour toutes les couleurs en même temps, c'est-à-dire que toutes sont vues également, mais leur netteté est inférieure à celle des couleurs monochromatiques.

Les résultats de ces études ont donc conduit à compléter la théorie de l'accommodation par un facteur d'accommodation chromatique non négligeable et à indiquer une nouvelle méthode de mesure des amétropies qui, bien que subjective, fournit des résultats extrêmement précis, car au lieu de rechercher un minimum d'accommodation difficile à percevoir comme tous les minima, il suffit d'observer une égalité de netteté, ce qui est facilement accessible à n'importe qui sans entraînement.

PHYSIQUE ET MECANIQUE GENERALE

Joints universels homocinétiques

Nous avons rencontré dans la construction d'un appareil de physique une difficulté dont la solution nous a amené à un problème général.

Il s'agissait de transmettre une rotation à des arbres susceptibles de présenter une angulation. Mais pour des raisons de construction, il était nécessaire que les rotations du second arbre fussent mesurées sur un cadran fixe dont l'aiguille ne pouvait être portée que par l'arbre fixe.

Le joint classique de cardan permet bien la transmission des rotations avec angulation des axes mais il n'y a pas correspondance des rotations.

Ce problème nous a amenés à faire une étude des joints dits universels présentant cette propriété qu'à toute rotation de l'arbre menant corresponde une angulation égale de l'arbre mené quel que soit l'angle qu'il forment. C'est ce que l'on désigne en disant que de tels joints sont homocinétiques.

Il existe quelques joints homocinétiques ou considérés comme tels mais, soit complication, soit qu'ils ne possèdent que ce que nous avons été amenés à appeler l'homocinésie relative dont peuvent se contenter les mécaniciens mais non les physiciens, soit qu'ils nécessitent des dispositifs accessoires dont nous ne pouvions admettre l'emploi dans notre appareil, nous avons dû renoncer à leur emploi et en créer un nouveau type extrêmement précis.

Dans tous ces joints la difficulté est de maintenir une pièce dite intermédiaire dans le plan bissecteur des axes. L'originalité du dispositif consiste à employer, pour la transmission, des rouleaux coniques qui roulent sans glissement dans des mortaises coniques d'épanouissements sphériques terminant les arbres grâce à des dentures coniques qui répartissent différentiellement les rotations partielles relatives par moitié sur chaque épanouissement.

Une autre réalisation moins précise a, par contre, l'avantage de ne comporter que trois pièces alors que toutes les réalisations connues en comportent au moins quatre.

Coupe du thorax par la septième vertèbre dorsale

Fig. 1 — Schéma explicatif de la cinquième coupe de tronçonnage d'un sujet congelé (Conservatoire d'anatomie de Montpellier).

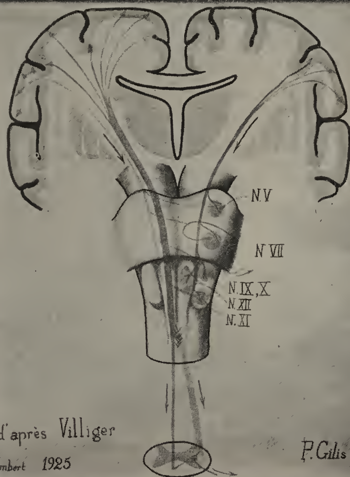


Fig. 2 — Planche murale (2 m. × 2 m. 27) de la Collection du Laboratoire d'anatomie : « Voies motrices ».



Fig. 3 — Vue d'ensemble de l'appareillage automatique pour le tracé d'une section du cœur (Analyseur).

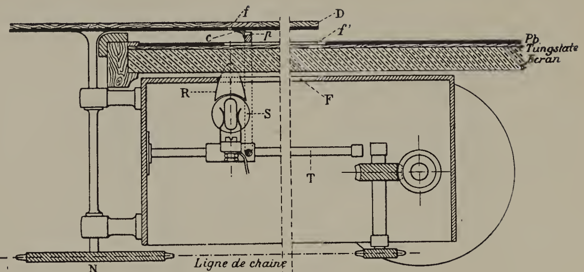


Fig. 4. — Schéma de principe de l'analyseur.

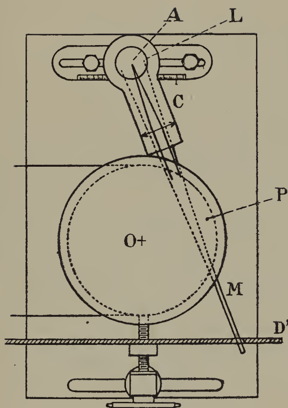


Fig 5. — Schéma de principe de l'intégrateur.

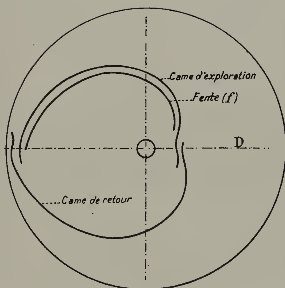


Fig. 6. — Schéma du disque explorateur.

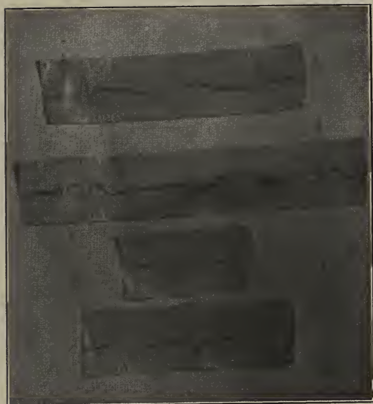


Fig. 7. — Tracés d'électrocardiogrammes artificiels. Le premier répond à un tracé à peu près normal. Les autres montrent le caractère oscillatoire amorti des accidents terminaux.

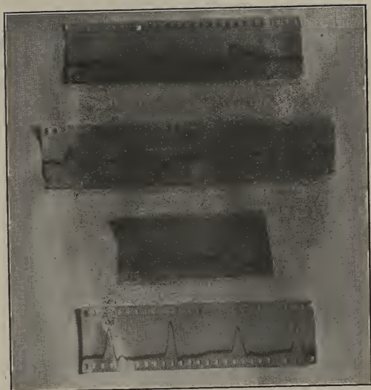
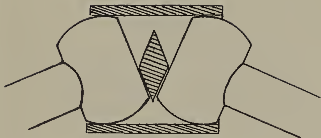


Fig. 8. — Formes diverses obtenues par des variations souvent imperceptibles de certains éléments. A noter dans le premier tracé un complexe ventriculaire réduit pour un accident terminal énorme et complètement amorti.



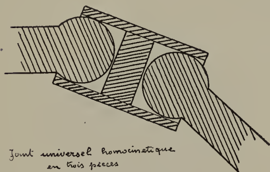
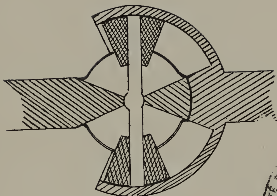
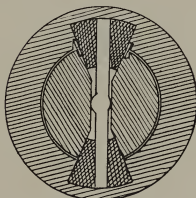


Fig. 9







Joint universel homocinetique de precision et indéréglable

Fig 10